

# BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



## Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

**Aktenzeichen:**

102 54 606.1

**Anmeldetag:**

22. November 2002

**Anmelder/Inhaber:**

Siemens Aktiengesellschaft,  
München/DE

**Bezeichnung:**

Verfahren und Vorrichtung zur schnellen  
Verarbeitung von Messdaten mit einer Vielzahl  
unabhängiger Stichproben

**IPC:**

G 06 F 17/17

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 11. September 2003  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Stanschus".

Stanschus

## Beschreibung

Verfahren und Vorrichtung zur schnellen Verarbeitung von Messdaten mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben

5

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Verarbeitung von Messdaten, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstandenen Datensätzen mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben zusammensetzen, bei dem für jede im Datensatz enthaltene unabhängige Stichprobe ein gemessener zeitlicher Verlauf, der sich aus Messdaten der Stichprobe ergibt, mit dem zeitlichen Verlauf zumindest einer in einer Modell-Matrix enthaltenen Modellfunktion unter Einsatz des General Linear Model verglichen wird, um das Auftreten bestimmter Muster im Signalverlauf zu überprüfen.

10

15

In der bevorzugten Anwendung betrifft die Erfindung die Verarbeitung von Messdaten, die mit einem Messverfahren der funktionalen Bildgebung, insbesondere mit der funktionalen Magnetresonanztomographie (fMRI), aus einem Objektvolumen erfasst werden und sich aus mehreren durch zeitlich aufeinanderfolgende Messungen entstandenen Volumendatensätzen zusammensetzen, bei dem für jedes im Objektvolumen erfasste Volumenelement ein zeitlicher Signalverlauf, der sich aus Messdaten des Volumenelementes ergibt, mit dem zeitlichen Verlauf zumindest einer Modellfunktion verglichen wird.

20

5

30

35

Insbesondere im Bereich der Medizintechnik und der medizinischen Forschung besteht ein Bedürfnis, Informationen über die Gehirnaktivität in menschlichen und tierischen Organen zu erlangen. Die neuronale Aktivierung äußerst sich in einer Zunahme des Blutflusses in aktivierten Gehirnarealen, wobei es zu einer Abnahme der Blut-Deoxyhämoglobinkonzentration kommt. Deoxyhämoglobin ist ein paramagnetischer Stoff, der die Magnetfeldhomogenität verringert und damit mit Hilfe von Magnet-

resonanztechniken darstellbar ist, da er die  $T_2^*$ -Signalrelaxation beschleunigt.

5 Eine Lokalisation von Gehirnaktivität wird durch Einsatz eines funktionalen Bildgebungsverfahrens ermöglicht, das die Änderung der NMR-Signalrelaxation mit einer Zeitverzögerung misst. Der biologische Wirkmechanismus ist in der Literatur unter dem Namen BOLD-Effekt (Blood Oxygen Level Dependent Effect) bekannt.

10 Eine schnelle Magnetresonanz-Bildgebung ermöglicht es, den BOLD-Effekt *in vivo* in Abhängigkeit von Aktivierungszuständen des Gehirns zu untersuchen. Bei der funktionalen Magnetresonanztomographie werden hierbei in kurzen zeitlichen Abständen 15 Magnetresonanzaufnahmen des zu untersuchenden Objektvolumens, beispielsweise des Gehirns eines Patienten, gemacht. Durch Vergleich des mit Mitteln der funktionalen Bildgebung gemessenen Signalverlaufs für jedes Volumenelement des Objektvolumens mit dem zeitlichen Verlauf einer Modellfunktion kann eine 20 Stimulus-spezifische neuronale Aktivierung detektiert und räumlich lokalisiert werden. Ein Stimulus kann z.B. ein somatosensorischer, akustischer, visueller oder olfaktorischer Reiz sowie eine mentale oder motorische Aufgabe sein. Die Modellfunktion bzw. die Modellzeitreihe beschreibt die erwartete 25 Signaländerung des magnetischen Resonanzsignals infolge neuronaler Aktivierung. Durch Einsatz schneller Magnetresonanztechniken, wie beispielsweise der Echo-Planar-Methode, können geringe zeitliche Abstände zwischen den einzelnen Messungen realisiert werden.

30 Bei vielen multivariaten statistischen Analysen wird das sogenannte General Linear Model (GLM) für den Vergleich des gemessenen Signalverlaufs mit dem zeitlichen Verlauf einer Modellfunktion eingesetzt. Beim General Linear Model handelt es 35 sich um einen Least-Squares-Fit von Messdaten an eine oder mehrere Modellfunktionen. Mit Hilfe des General Linear Model wird ermittelt, welche Linearkombination der Modellfunktionen

die Messdatenreihen möglichst optimal approximiert. Weiterhin kann für jede Modellfunktion berechnet werden, wie signifikant die Messdaten der Nullhypothese keines Beitrages der jeweiligen Modellfunktion zur Messdatenreihe widersprechen. Das 5 General Linear Model wird in vielen Bereichen, wie beispielsweise der Physik oder der Soziologie, zur Analyse von Messdaten eingesetzt. Es eignet sich insbesondere auch zur Analyse von Zeitreihen, wie sie bei der funktionalen Magnetresonanzbildgebung (fMRI) gemessen werden. Durch Einsatz des General 10 Linear Model kann hier analysiert werden, ob die gemessenen Zeitreihen ein Muster zeigen, das lokaler neuronaler Aktivität entspricht. Neben diesem Muster zeigen die Zeitreihen aber häufig auch andere Charakteristiken, wie beispielsweise Drifts oder andere Effekte, die im Rahmen des General Linear 15 Model ebenfalls modelliert werden können. Dies erlaubt eine bessere Analyse der Messdaten als beispielsweise t-Test oder Korrelationsverfahren. So ist es mit dem General Linear Model beispielsweise auch möglich, mehrere Effekte im Gehirn parallel zu analysieren. Auch Gruppenstatistiken über mehrere Pro- 20 banden sind möglich. Weitere Anwendungsmöglichkeiten des General Linear Model finden sich beispielsweise in „Human Brain Function“ von R. Frackowiak et al., Academic Press.

Bei der Verarbeitung von Messdaten, die mit dem Verfahren der funktionalen Magnetresonanztomographie aus einem Objektvolumen erfasst werden, ist es bisher erforderlich, die gesamten Messdaten, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinanderfolgende Messungen entstandene Volumendatensätze zusammensetzen, in den Hauptspeicher eines Computers zu laden. Anschließend 5 muss für jedes Volumenelement des vermessenen Objektvolumens der Signalverlauf bzw. die Zeitreihe aus diesen Messdaten extrahiert und mit der jeweiligen Modellfunktion verglichen werden. So ist bei der bekannten Implementierung des General Linear Model in der frei erhältlichen SPM-Software 30 (Wellcome Department of Cognitive Neurology; University of London; veröffentlicht unter Gnu Public License; <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>) ebenfalls erforderlich, 35

den kompletten zu analysierenden Datensatz, der bei langen fMRI-Studien - eventuell auch über mehrere Probanden hinweg - mehrere 100 Megabytes bis hin zu Gigabytes an Daten umfassen kann, in den Hauptspeicher des Computers zu laden. Die zu analysierenden Werte, die zu einer Zeitreihe von Messdaten gehören, werden extrahiert und das General Linear Model wird direkt berechnet.

10 Diese bisher realisierte Datenverarbeitung führt daher zu einem erheblichen Hauptspeicherbedarf. Da die Messdaten üblicherweise volumenweise, d.h. entsprechend den aufeinanderfolgenden Messungen als eine Vielzahl von Volumendatensätzen, im Speicher des Rechners vorliegen, führt der Einsatz dieser bekannten Technik auch zu sehr hohen Rechenzeiten, da die einzelnen Zeitreihen über sehr große Bereiche der geladenen Daten zusammengesammelt werden müssen.

15 Eine Vorsortierung der Daten könnte diese Rechenzeit zwar vermindern, erfordert jedoch wiederum eine beträchtliche Rechenzeit und zusätzlichen Speicherbedarf. Zudem kann ein Sortiervorgang erst am Ende der Messung fertig sein, da erst dann die Zeitreihen vollständig vorliegen. Die eigentlichen Berechnungen können damit erst am Ende der Messung starten.

20 5 Ausgehend von diesem Stand der Technik besteht die Aufgabe der vorliegenden Erfindung darin, ein Verfahren und eine Vorrichtung zur schnellen und speichersparenden Verarbeitung von Messdaten anzugeben, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstandenen Datensätzen mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben zusammensetzen. Das Verfahren soll insbesondere die schnelle und speichersparende Berechnung des General Linear Model für den Fall vieler unabhängiger Stichproben, z.B. Messdatenreihen, wie sie bei der fMRI auftreten, ermöglichen.

30 35 Die Aufgabe wird mit dem Verfahren und der Vorrichtung gemäß den Patentansprüchen 1 und 10 gelöst. Vorteilhafte Ausgestal-

tungen des Verfahrens sowie der Vorrichtung sind Gegenstand der Unteransprüche.

Das vorliegende Verfahren betrifft allgemein die Verarbeitung 5 von Messdaten, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstandenen Datensätzen mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben zusammensetzen.

10 Im Folgenden werden das Verfahren und dessen Vorteile ohne Einschränkung auf dieses Anwendungsgebiet anhand der Verarbeitung von Messdaten erläutert, die mit einem Messverfahren der funktionalen Bildgebung, insbesondere mit dem Verfahren der funktionalen Magnetresonanztomographie, aus einem Objektvolumen erfasst werden und sich aus mehreren durch zeitlich aufeinanderfolgende Messungen entstandenen Volumendatensätzen 15 zusammensetzen. Bei diesem Verfahren wird für jedes im Objektvolumen erfasste Volumenelement ein zeitlicher Signalverlauf aus den Messdaten dieses Volumenelementes ermittelt und mit dem zeitlichen Verlauf zumindest einer in einer Modell- 20 Matrix  $G$  enthaltenen Modellfunktion unter Einsatz des General Linear Model verglichen, um das Auftreten bestimmter Charakteristika oder Muster im Signalverlauf zu überprüfen. Das vorliegende Verfahren zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass für den Vergleich erforderliche Berechnungen aus den 25 Messdaten in einer sich aus der zeitlichen Abfolge der Messungen ergebenden Reihenfolge der Datensätze bzw. Volumendatensätze jeweils für alle relevanten Messdaten eines Volumendatensatzes durchgeführt und als Zwischenergebnisse gespeichert werden, indem die Zwischenergebnisse aus dem jeweils 30 unmittelbar vorangehenden Volumendatensatz mit den neuen Berechnungen aktualisiert werden, so dass jederzeit Zwischenergebnisse berechnet werden können und nach dem einmaligen Durchlaufen aller Volumendatensätze ein Endergebnis vorliegt, 35 das eine Aussage über das Auftreten der Charakteristika oder Muster im Signalverlauf zulässt, wobei das für das Endergebnis erforderliche Quadrat eines Fehlervektors aus der Differenz des Quadrates eines aus den Messdaten gebildeten Mess-

wertvektors und des Quadrates eines aus der Modellfunktion berechneten Modellvektors erhalten wird.

Im Gegensatz zu den bekannten Verfahren des Standes der Technik werden beim vorliegenden Verfahren somit die Messdaten für den Vergleich nicht nach Zeitreihen bzw. Volumenelementen, sondern volumenweise durchlaufen. Jeder Volumendatensatz kann nach Durchführung der Berechnungen mit den darin enthaltenen Messdaten und Abspeichern eines Zwischenergebnisses wieder aus dem Hauptspeicher der Datenverarbeitungsanlage verworfen werden. Aus diesem Grunde ist es nicht mehr erforderlich, die gesamten Messdaten, d.h. alle Volumendatensätze der Messungen, in den Arbeitsspeicher der Datenverarbeitungsanlage zu laden. Es reicht vielmehr aus, lediglich jeweils die Messdaten eines einzelnen Volumendatensatzes zu laden. Aus diesem Grunde kann das vorliegende Verfahren sehr Speicherplatz sparend, effizient und schnell durchgeführt werden, da bei der Berechnung jeweils nur auf kleine Datenbereiche zugegriffen werden muss. Die Volumendatensätze müssen hierbei insgesamt nur einmal volumenweise durchlaufen werden.

Bei der Lösung der obigen Aufgabe wurde insbesondere berücksichtigt, dass die heutige Computerarchitektur bei der Berechnung auf großen Datenbereichen, insbesondere im Gigabyte-Bereich, nur sehr langsam ist, auf kleinen Datenbereichen jedoch Berechnungen mit deutlich höherer Geschwindigkeit durchführen kann. Mit dem vorliegenden Verfahren, bei dem volumenweise immer nur kleine Datenbereiche zur Berechnung eingesetzt werden, lässt sich somit eine deutlich höhere Berechnungsgeschwindigkeit erzielen. Weiterhin ist der Speicherbedarf, der für die Verarbeitung der Daten erforderlich ist, beim vorliegenden Verfahren nicht mehr von der Anzahl der Volumendatensätze, d.h. der Anzahl der Messungen, sondern im Wesentlichen nur noch von der Größe des vermessenen Objektvolumens abhängig. Ein weiterer Vorteil des vorliegenden Verfahrens besteht darin, dass alle Berechnungen bereits während der Messung durchgeführt werden können. Dadurch werden auch

Echtzeitanwendungen sowie die Anzeige eines immer aktuellen Zwischenergebnisses möglich. Weiterhin kann die Modellfunktion beim vorliegenden Verfahren erst während der Messung definiert werden und muss nicht a priori bekannt sein. Das vorgeschlagene Verfahren ist sehr effizient parallelisierbar, so dass mehrere Computer oder Prozessoren zur Beschleunigung der Berechnungen eingesetzt werden können.

Das vorliegende Verfahren wird nachfolgend rein beispielhaft nochmals anhand eines fMRI-Datensatzes erläutert, lässt sich jedoch in gleicher Weise selbstverständlich auch auf Datensätze anderer funktionaler Bildgebungsverfahren oder sonstiger Messdaten mit unabhängigen Stichproben - entsprechend den Messdatenreihen der einzelnen Volumenelemente bei der fMRI - anwenden.

Bei der funktionalen Magnetresonanztomographie wird das Objektvolumen, beispielsweise das Gehirn eines Probanden, in geringen zeitlichen Abständen mehrmals dreidimensional abgetastet und aus den Rohdaten durch eine Fourier-Transformation die gewünschte Bildinformation in Voxeln, d.h. Volumenelementen, rekonstruiert. Jedem Volumenelement ist hierbei ein entsprechender Messwert zugeordnet. Die gesamte Messung besteht aus mehreren Volumendatensätzen, die die Messdaten der zeitlich kurz hintereinander folgenden Messungen enthalten. Jeder Volumendatensatz umfasst die zu einem bestimmten Zeitpunkt erfassten Messdaten der einzelnen Voxel des Objektvolumens. Für die Erkennung von Aktivierungszuständen des vermessenen Gehirns werden die aus den zeitlich abfolgenden Messwerten jedes Voxels resultierenden Signalverläufe mit einer oder mehreren Modellfunktionen verglichen, um den Grad einer Übereinstimmung feststellen zu können. Gerade beim Einsatz des verbreiteten General Linear Model (GLM) gemäß dem vorliegenden Verfahren kann dieser Vergleich sehr Speicherplatz sparend durchgeführt werden. Beim General Linear Model wird eine Design- bzw. Modell-Matrix G mit einer oder mehreren Modellfunktionen erstellt, aus der in Verbindung mit den Messdaten

jedes Volumenelementes Werte, insbesondere eine t-Statistik, berechnet werden können, aus denen der Grad einer Übereinstimmung mit den Modellfunktionen der Modell-Matrix ersichtlich ist.

5

Bei der Durchführung des Verfahrens unter Einsatz des General Linear Model werden die Volumendatensätze der Messungen nur einmal durchlaufen. Nach Durchlaufen jedes Datensatzes mit den dabei durchgeführten Berechnungen wird ein Zwischenergebnis abgespeichert, das beim Durchlaufen des unmittelbar darauffolgenden Volumendatensatzes durch die neuen Berechnungen - aufgrund der neuen Messdaten - aktualisiert und als Zwischenergebnis dieses neuen Volumendatensatzes abgespeichert wird. Durch diese volumenweise Aktualisierung der Zwischenergebnisse ist es möglich, jederzeit ein Ergebnis zu erhalten, aus dem beispielsweise die t-Statistik berechnet werden kann. Das hierfür erforderliche Quadrat des Fehlervektors wird aus der Differenz des Quadrates des aus den Messdaten gebildeten Messwertvektors und des Quadrates des aus der Modellfunktion berechneten Modellvektors erhalten. Diese einfache Berechnung ist möglich, da der Fehlervektor und der Modellvektor aufgrund der Least Squares Bedingung senkrecht aufeinander stehen und addiert den Messwertvektor ergeben. Für die Berechnung des Quadrates des Fehlervektors müssen daher nur die Länge des Messwertvektors und die Länge des Modellvektors ermittelt werden. Das Quadrat des Fehlervektors kann dann über den Satz von Phythagoras berechnet werden.

Der Modellvektor enthält dabei die aus der Modellfunktion berechneten Werte, die den Messwerten möglichst nahe kommen sollen.

Das vorliegende Verfahren beruht somit auf einem Update-Vorgang, bei dem die Volumendatensätze nur einmal durchlaufen werden. Am Ende des Update-Vorgangs stehen die aus den Messwerten für die Berechnung der t-Statistik erforderlichen Daten vollständig zur Verfügung.

In einer möglichen Ausführungsform kann der Update-Vorgang bzw. der Durchlauf durch die Volumendatensätze gleichzeitig mit der Messung erfolgen, wobei die jeweilige Berechnung jeweils unmittelbar nach Erhalt eines neuen Volumendatensatzes 5 durchgeführt wird. Der Update-Vorgang ist daher in dieser Ausführungsform mit dem Ende der Datenaufnahme bereits abgeschlossen.

Bei ausreichender Rechengeschwindigkeit ist auch eine Echtzeitanwendung des vorliegenden Verfahrens möglich, bei der während der Messung regelmäßig Zwischenauswertungen vorgenommen werden, indem der Update-Vorgang unterbrochen und die Berechnung der t-Statistik durchgeführt wird. Anschließend kann der Update-Vorgang für die im Folgezeitraum gemessenen Volumendatensätze fortgeführt werden. 10 15

Bei dem vorliegenden Verfahren werden Zwischenspeicher benötigt, die für den Einsatz des General Linear Model eine Größe aufweisen müssen, die folgender Gleichung genügt:

20 Größe des Speichers = Anzahl der Volumenelemente x (2 x Anzahl der Modellfunktionen + 2) x 4 Bytes

25 Die vier Bytes als Speicherplatz für eine Gleitkommazahl vom Float-Datentyp haben sich als ausreichend für die Durchführung des vorliegenden Verfahrens herausgestellt. Die Anzahl der Volumenelemente kann beispielsweise  $64 \times 64 \times 32$  Werte umfassen. Dies entspricht der Größe eines üblichen Abtastdatensatzes eines Objektvolumens in der funktionalen Magnetresonanztomographie. 30

Das vorliegende Verfahren kann beispielsweise in einem Computer eines Magnetresonanz-Scanners eingesetzt werden, so dass eine schnelle Nachverarbeitung von fMRI-Daten möglich ist. 35 Durch geeignete Implementierung des Verfahrens kann die Darstellung der Vergleichsergebnisse auch in Echtzeit erfolgen, solange die Datensätze nicht zu viele Volumenelemente enthalten.

ten und die Anzahl der Modellfunktionen nicht zu hoch gewählt wird. Insbesondere ist die Berechnung in Echtzeit nicht durch die Anzahl der Volumendatensätze limitiert, da die Berechnungszeit unabhängig von der Anzahl der bereits hinzugefügten  
5 Datensätze konstant ist.

Das vorliegende Verfahren wird nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels in Verbindung mit der Figur 1, die beispielhaft die prinzipielle Vorgehensweise bei der Durchführung des vorliegenden Verfahrens zeigt, nochmals näher erläutert. Hierbei wird zunächst auf den Einsatz des General Linear Model zur Auswertung eines fMRI-Experiments eingegangen und anschließend das vorliegende Verfahren unter Einsatz des General Linear Model an der Auswertung einer einzelnen Zeitreihe erläutert.  
10  
15

Zunächst wird die Modell-Matrix  $G$  definiert, die sich aus mehreren Spalten mit Modellfunktionen zusammensetzt. Die Zeitreihe besteht beim vorliegenden Beispiel lediglich aus zwanzig Messungen. Für jedes Volumenelement werden dabei zwanzig Messwerte  $x_m$  erhalten, wobei  $m = 0 \dots \text{max-1}$  und  $\text{max} = 20$ . Als Modell-Matrix wird eine Matrix mit fünf Modellfunktionen gewählt, d.h. eine Matrix mit fünf Spalten und zwanzig Zeilen.  
20

In der ersten Spalte steht die Modellfunktion der neuronalen Aktivierung, die beispielsweise durch

$$G = (11111000110011001100)^T$$

gebildet werden kann.

In der zweiten Spalte ist ein konstanter Anteil in den Messdaten repräsentiert:  $G_{m,1} = 1$ .  
30

Die weiteren drei Spalten dienen als Hochpassfilter, d.h. sie modellieren langsame Drifts während der Messung auf Cosinusbasis. Diese Modellfunktionen können beispielsweise zu

$$G_{m,2} = \cos\left(\frac{\pi \cdot 3 \cdot i}{\text{max}}\right) \quad G_{m,3} = \cos\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot i}{\text{max}}\right) \quad G_{m,4} = \cos\left(\frac{3 \cdot \pi \cdot i}{\text{max}}\right)$$

gewählt werden.

Die Modell-Matrix  $G_{m,j}$  beinhaltet also die Sammlung an Modellfunktionen, welche an die Messdaten  $x_m$  angepasst werden sollen.

5

Bei der Durchführung des Vergleichs der Messdaten mit diesen Modellfunktionen wird eine Least-Squares-Schätzung der Parameter durchgeführt. Hierbei wird ein Vektor  $b$  definiert, aus dem die Übereinstimmung der Messdatenreihe mit einzelnen Modellfunktionen der Modell-Matrix ersichtlich ist. Dieser Vektor  $b$  wird in folgender Weise berechnet:

$$b = (G^T \cdot G)^{-1} \cdot G^T \cdot x.$$

15 Der Vektor  $b$  enthält im vorliegenden Beispiel fünf Werte entsprechend der Anzahl der Spalten bzw. Modellfunktionen der Modell-Matrix. Der jeweilige Wert repräsentiert, wie die entsprechende Modellfunktion skaliert werden muss, um die Messdaten zu approximieren.

20

Als nächstes wird eine Fehlerbetrachtung durchgeführt, um eine Aussage über die Qualität der Schätzung zu erhalten. Hierzu wird der Wert  $\sigma$  berechnet, der sich in folgender Weise ergibt:

$$\sigma := \sqrt{\frac{e \cdot e}{\max-rang(G)}}$$

wobei  $e = G \cdot b - x$ .

30 Schließlich wird die so genannte t-Statistik gerechnet, bei der für jedes Volumenelement ein Wert  $t$  erhalten wird, dessen Größe ein Maß für den Grad der Übereinstimmung der Messdatenreihe mit der betrachteten Modellfunktion darstellt. Bei funktionalen Bildgebungsverfahren wie der hier beispielhaft erläuterten funktionalen Magnetresonanztomographie ist es üblich, diese  $t$ -Werte zu visualisieren. Für die Berechnung der t-Statistik muss zunächst ein Kontrast definiert werden, der

die interessierende Modellfunktion angibt. Im vorliegenden Fall kann dieser Kontrast  $c$  durch folgenden Wert gegeben sein:

$$c = (10000)^T.$$

5 Der  $t$ -Wert ergibt sich dann in folgender Weise:

$$t := \frac{c \cdot b}{\sqrt{\sigma^2 \cdot c \cdot [(G^T \cdot G)^{-1} \cdot c]}}$$

Bei den bisher im Stand der Technik durchgeföhrten Implementierungen wird aus dem fMRI-Datensatz nacheinander die Zeitreihe jedes Voxels extrahiert und der obigen Analyse unterzogen. Hierfür ist es jedoch erforderlich, für die Berechnung die gesamten Messdaten alle Volumendatensätze gleichzeitig in den Arbeitsspeicher eines Rechners zu laden. Neben dem hohen Speicherplatzbedarf führt dies auch zu einer entsprechend langsamen Berechnungsgeschwindigkeit.

Demgegenüber können mit dem vorliegenden Verfahren, wie es in der Figur 1 in einer Ausführungsform dargestellt ist, sowohl der Speicherplatzbedarf verringert als auch die Rechengeschwindigkeit erhöht werden. Bei dem vorgeschlagenen Verfahren wird beim Update-Vorgang der fMRI-Datensatz volumenweise, d.h. ein Volumendatensatz nach dem anderen, durchlaufen und es werden in jedem Volumendatensatz für jedes Volumenelement die jeweiligen Berechnungen durchgeföhrert.

25 Dies kann in folgender Weise erfolgen. Beim Update-Vorgang, bei dem alle Volumendatensätze einmal durchlaufen werden, wird für jeden neuen Volumendatensatz und jeden Voxel der Vektor  $GTx$  aktualisiert, wobei jeweils nur auf die neue Zeile der Modell-Matrix und auf den neuen Messwert zugegriffen wird:

$$GTx_i = GTx_i + G_{m,i} \cdot x_m.$$

30  $GTx$  bezeichnet hierbei den Vektor  $G^T \cdot x$ . Diese Berechnung wird in jedem neuen Volumendatensatz für jedes Volumenelement durchgeföhrert und kann auch voxelweise auf verschiedene Compu-

ter bzw. Prozessoren verteilt werden. Hierdurch wird der vom vorhergehenden Volumendatensatz erhaltene Wert für die einzelnen Komponenten des Vektors  $GTx$  jeweils aktualisiert. Es versteht sich von selbst, dass dieser Wert bei Durchführung 5 der Berechnung für den allerersten Volumendatensatz auf Null gesetzt werden muss.

Die Durchführung dieser Berechnung für jeden Volumendatensatz impliziert, dass ein ausreichender Zwischenspeicher für den jeweiligen Zwischenwert von  $GTx$  vorhanden sein muss, der der 10 Anzahl der Volumenelemente im Volumendatensatz multipliziert mit der Anzahl der Modellfunktionen in der Modell-Matrix entspricht.

15 Weiterhin wird bei diesem Durchlaufen der Datensätze für jeden neuen Volumendatensatz und jeden Voxel das Quadrat  $XX$  des Messwertvektors aktualisiert, wobei jeweils nur auf den neuen Messwert zugegriffen wird:

$$XX = XX + (x_m)^2$$

20

Gleichzeitig kann bei diesem Durchlauf durch die Volumendatensätze für jeden neuen Volumendatensatz auch die Matrix  $GTG$  (entspricht  $G^T \cdot G$ ) durch folgende Vorschrift aktualisiert werden:

$$GTG_{i,k} = GTG_{i,k} + G_{m,i} \cdot G_{m,k}.$$

25 Selbstverständlich kann diese Berechnung, da sie keine Messdaten enthält, auch in einem Schritt vor dem Durchlauf, wie in der Figur gestrichelt angedeutet, oder nach diesem Durchlauf durchgeführt werden. Bei einer Modell-Matrix, deren Modellfunktionen erst im Laufe der Messung definiert oder verändert werden, oder wenn Zwischenergebnisse berechnet werden sollen, ist jedoch die Durchführung gemäß der obigen Vorschrift, d.h. die volumenweise Berechnung während des Durchlaufes, erforderlich.

Nach Erhalt der Matrix GTG wird diese invertiert. Dies kann, da diese Matrix eine kleine symmetrische, reelle Matrix ist, im vorliegenden Beispiel eine  $5 \times 5$  Matrix, beispielsweise mittels einer LU-Dekomposition erfolgen. Selbstverständlich sind jedoch auch andere Invertierungsalgorithmen einsetzbar. Schließlich wird für jedes Volumenelement der Vektor b berechnet, der sich durch

$$b = GTG^{-1} \cdot GTx$$

ergibt.

Nach Durchführung des Update-Vorgangs liegen somit die Werte für den Vektor b und die Pseudoinverse  $(G^T \cdot G)^{-1}$  fest.

Zur Berechnung des Wertes für das Quadrat der Fehlervektors e, im Folgenden als EE bezeichnet, wird ausgenutzt, dass der durch das Modell darstellbare Teil des Messwertevektors, als Modellvektor M bezeichnet, und der Vektor E aufgrund der Least Squares Bedingung senkrecht aufeinander stehen und addiert den Messwertevektor X ergeben. Somit müssen lediglich die Länge des Messwertevektors und die Länge des Modellvektors ermittelt werden, um daraus über den Satz von Phythagoras EE berechnen zu können.

Hierbei gilt:

$$M = G \cdot b \quad MM = M \cdot M$$

$$MM = (G \cdot b) \cdot (G \cdot b) = q \cdot q = \sum_{i=0}^{sp-1} q_i \cdot q_i$$

mit:  $q_i = \sum_{j=0}^{sp-1} G_{i,j} \cdot b_j$

Eingesetzt ergibt sich:

$$MM = \sum_{i=0}^{sp-1} \sum_{j=0}^{sp-1} G_{i,j} \cdot b_j \cdot \sum_{k=0}^{sp-1} G_{i,k} \cdot b_k$$

$$= \left[ \sum_{i=0}^{\max-1} \left[ \sum_{j=0}^{sp-1} \sum_{i=0}^{sp-1} (G_{i,j} \cdot G_{i,k}) b_j \cdot b_k \right] \right]$$

Die innere Klammer stellt die Matrix  $GTG^{-1}$  dar, die bereits berechnet wurde. Somit gilt:

$$MM = MM + GTG_{j,k} \cdot b_j \cdot b_k$$

so dass MM schnell berechnet werden kann und direkt zu EE führt:

$$EE = XX - MM.$$

Für die bisher durchgeführten Berechnungen gilt:

```

15           i = 0 .. sp-1,
           k = 0 .. sp-1,
           j = 0 .. sp-1,
           m = 0 .. max-1,

```

wobei  $\max$  der Anzahl der Messungen bzw. Volumendatensätze und  
 20  $\text{sp}$  der Anzahl der Spalten der Modell-Matrix  $G$  entsprechen.

Nach jedem Hinzufügen eines Volumendatensatzes oder auch nur am Ende der Messung kann nun die t-Statistik für diesen Vergleich berechnet werden. Hierbei wird im vorliegenden Beispiel zunächst ein Skalierungsfaktor Scale für den t-Wert nach folgender Vorschrift berechnet:

$$\text{Scale} = \text{Scale} + c_i \cdot \text{GTG}_{i,j} \cdot c_j,$$

30 wobei  $c$  dem Kontrastvektor entspricht.  
Diese Berechnung wird für jedes Volumenelement durchgeführt.  
Weiterhin wird für jedes Volumenelement das  $\sigma^2$  berechnet, das  
sich nach folgender bekannter Vorschrift ergibt:

$$\sigma^2 = \frac{EE}{\max-rang(G)}$$

Aus diesem Wert kann der sogenannte t-Wert durch

$$t + c_i \cdot b_i$$

für jeden Voxel getrennt berechnet werden. Dieses t wird schließlich noch durch  $\sqrt{\sigma^2 \cdot Scale}$  dividiert, um den endgülti-

5 gen t-Wert für jedes Voxel zu erhalten, der beispielsweise durch Überlagerung auf eine herkömmliche Magnetresonanzauf-nahme des Objektvolumens visualisiert werden kann. Die letzten Berechnungen können ebenfalls voxelweise auf unterschied-liche parallel rechnende Computer bzw. Prozessoren verteilt 10 werden, um die Berechnung zu beschleunigen.

Figur 1 zeigt weiterhin die durch die gestrichelten Pfeile angedeutete Möglichkeit, während des Durchlaufs der Datensät-ze ein Zwischenergebnis zu berechnen und auszugeben.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Verarbeitung von Messdaten, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstandenen Datensätzen mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben zusammensetzen, bei dem für jede im Datensatz enthaltene unabhängige Stichprobe ein gemessener zeitlicher Verlauf, der sich aus Messdaten  $x$  der Stichprobe ergibt, mit dem zeitlichen Verlauf zumindest einer in einer Modell-Matrix  $G$  enthaltenen Modellfunktion unter Einsatz des General Linear Model verglichen wird, um das Auftreten bestimmter Charakteristika im gemessenen zeitlichen Verlauf zu überprüfen, dadurch gekennzeichnet, dass für den Vergleich erforderliche Berechnungen aus den Messdaten in einer sich aus der zeitlichen Abfolge der Messungen ergebenden Reihenfolge der Datensätze jeweils für alle relevanten Messdaten eines Datensatzes durchgeführt und als Zwischenergebnisse gespeichert werden, indem die Zwischenergebnisse des jeweils unmittelbar vorangehenden Datensatzes mit den neuen Berechnungen aktualisiert werden, so dass jederzeit ein Zwischenergebnis und nach dem einmaligen Durchlaufen aller Datensätze ein Endergebnis vorliegt, aus dem eine Aussage über das Auftreten der Charakteristika im gemessenen Verlauf abgeleitet werden kann, wobei das für das Zwischen- oder Endergebnis erforderliche Quadrat eines Fehlervektors aus der Differenz des Quadrats eines aus den Messdaten gebildeten Messwertvektors und des Quadrats eines aus der Modellfunktion berechneten Modellvektors erhalten wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass beim Durchlaufen der Datensätze für jeden Datensatz  $m$  und jede Stichprobe die Vektorelemente
- $$GTx_i = GTx_i^{alt} + G_{m,i} \cdot G_{m,k}$$

und das Quadrat des Messwertvektors

$$XX = XX^{\text{alt}} + (x_m)^2$$

- 5 aus den berechneten Vektorelementen  $GTx_i^{\text{alt}}$  und dem Quadrat  
 des Vektors  $XX^{\text{alt}}$  des unmittelbar vorangegangenen Datensatzes  
 berechnet und für den nachfolgenden Datensatz als Zwischener-  
 gebnis gespeichert werden,  
 wobei  $m = 0 \dots \text{max-1}$ ,  $i = 0 \dots \text{sp-1}$ ,  $k = 0 \dots \text{sp-1}$ ,  $\text{sp}$  der  
 10 Anzahl der Spalten der Modell-Matrix  $G$  und  $\text{max}$  der Gesamtan-  
 zahl der Datensätze entspricht,  
 und wobei anschließend das Quadrat des Modellvektors

$$MM = MM^{\text{alt}} + GTG_{j,k} \cdot b_j \cdot b_k$$

- 15 und der Wert des Quadrats des Fehlervektors

$$EE = XX - MM$$

- 20 berechnet werden, wobei  $j = 0 \dots \text{sp-1}$  und  $b_j$ ,  $b_k$  Vektorelemen-  
 te des Vektors  $b = GTG^{-1} \cdot GTx$  sind, die in einem Zwischen-  
 schritt berechnet werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2,  
 dadurch gekennzeichnet,  
 dass beim Durchlaufen der Datensätze weiterhin für jeden Da-  
 tensatz  $m$  die Matrixelemente

$$GTG_{i,k} = GTG_{i,k}^{\text{alt}} + G_{m,i} \cdot G_{m,k}$$

- 30 aus den berechneten Vektorelementen  $GTG_{i,k}^{\text{alt}}$  des unmittelbar  
 vorangegangenen Datensatzes berechnet und für den nachfolgen-  
 den Datensatz als Zwischenergebnis gespeichert werden.

- 35 4. Verfahren nach Anspruch 2,  
 dadurch gekennzeichnet,  
 dass vor oder nach dem Durchlaufen der Datensätze die Matrix-

elemente  $GTG_{i,k}$  in einem Schritt aus der Modell-Matrix G berechnet werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 4,

dadurch gekennzeichnet,  
dass nach Beendigung des Durchlaufs aus den berechneten Werten für jede Stichprobe ein t-Wert berechnet wird.

10. 6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5,

dadurch gekennzeichnet,  
dass für die Berechnungen jeweils nur ein Datensatz in den Arbeitsspeicher einer Datenverarbeitungsanlage geladen und nach Durchführung der Berechnungen für diesen Datensatz wieder verworfen wird.

15

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6,

dadurch gekennzeichnet,  
dass das Durchlaufen der Datensätze parallel zu den Messungen erfolgt.

20

8. Verfahren nach Anspruch 7,

dadurch gekennzeichnet,  
dass das Durchlaufen der Datensätze nach einer vorgebbaren Anzahl von Messungen kurz unterbrochen wird, um ein bisheriges Ergebnis der Messungen darzustellen, wobei der Durchlauf nach dieser Unterbrechung fortgeführt wird.

25

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 8 zur Verarbeitung von Messdaten, die mit einem Messverfahren der funktionalen Bildgebung, insbesondere mit der funktionalen Magnetresonanztomographie, aus einem Objektvolumen erfasst werden, wobei die durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstandenen Datensätze Volumendatensätze darstellen und der für eine im Datensatz enthaltene unabhängige Stichprobe gemessene zeitliche Verlauf dem zeitlichen Signalverlauf eines im Objektvolumen erfassten Volumenelementes entspricht.

10. Vorrichtung zur Verarbeitung von Messdaten, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstandenen Datensätzen mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben zusammensetzen, mit zumindest einem Rechenprozessor

5 zur Durchführung von Berechnungen, einem Massenspeicher zur Speicherung der gesamten Messdaten und einem Arbeitsspeicher zur Aufnahme zumindest eines Datensatzes sowie von Zwischenergebnissen der Berechnungen,

dadurch gekennzeichnet,

10 dass eine Einrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorangehenden Patentansprüche vorgesehen ist.

11. Vorrichtung nach Anspruch 10 in einer Magnetresonanz-Anlage.

## Zusammenfassung

Verfahren und Vorrichtung zur schnellen Verarbeitung von  
Messdaten bei der funktionalen Bildgebung

5

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Verarbeitung von Messdaten, die sich aus mehreren durch zeitlich aufeinander folgende Messungen entstehenen Datensätzen mit einer Vielzahl unabhängiger Stichproben

10

zusammensetzen. Für einen Vergleich des zeitlichen Verlaufs jeder erfassten Stichprobe mit dem zeitlichen Verlauf einer Modellfunktion unter Einsatz des General Linear Model werden die erforderlichen Berechnungen in einer sich aus der zeitlichen Abfolge der Messungen ergebenden Reihenfolge der Datensätze jeweils datensatzweise, d.h. von Datensatz zu Datensatz, durchgeführt und als Zwischenergebnis gespeichert, indem die Zwischenergebnisse des jeweils unmittelbar vorangehenden Datensatzes mit den neuen Berechnungen aktualisiert werden.

15

Mit dem vorliegenden Verfahren lässt sich der Vergleich Speicherplatz sparend, effizient und schnell berechnen.

FIG

